

**MicroPatent® PatSearch FullText: Record 1 of 1**

Search scope: JP; Full patent spec.

Years: 1990-2001

Text: Patent/Publication No.: JP05006457

[no drawing available]

[Download This Patent](#)[Family Lookup](#)[Citation Indicators](#)[Go to first matching text](#)**JP05006457 A2****ROW DIRECTION DECISION DEVICE****OKI ELECTRIC IND CO LTD****Inventor(s): ISHIKAWA KAZUHIRO ;ITO KOJI ;YAMASHITA YOSHIYUKI****Application No. 03236614 JP03236614 JP, Filed 19910917,**

**Abstract:** **PURPOSE:** To detect the row direction of a document like a card with a high precision in an OCR or the like.

**CONSTITUTION:** A circumscribed rectangle detecting means 21 scans input picture data to detect information areas like character parts as circumscribed rectangles. Only circumscribed rectangles of character parts out of detected circumscribed rectangles are extracted by a circumscribed rectangle selecting means 23, and feature points and feature quantities are detected by a feature detecting means 25. A histogram generating means 27 adds feature quantities in accordance with position coordinates of detected feature points to generate horizontal-direction and vertical-direction histograms. A row direction discriminating means 30 detects the largest histogram value in each of horizontal-direction and vertical-direction histograms and discriminates the row direction of character rows based on these detected values.

**COPYRIGHT: (C)1993, JPO&Japio****Int'l Class: G06K00920;****Priority: JP 03 90836 19910422**

⑫ 特 許 公 報 (B 2) 平5-6457

⑬ Int. Cl.

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公告 平成5年(1993)1月26日

A 61 B 5/055  
G 01 R 33/48

7831-4C  
9118-2J

A 61 B 5/05  
G 01 N 24/08

3 5 0

Y

発明の数 1 (全6頁)

⑮ 発明の名称 磁気共鳴イメージング装置

⑯ 特 願 昭61-14561

⑰ 公 開 昭62-172940

⑱ 出 願 昭61(1986)1月24日

⑲ 昭62(1987)7月29日

⑳ 発 明 者 高 橋 淳 栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社東芝那須工場内

㉑ 出 願 人 株 式 会 社 東 芝 神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

㉒ 代 理 人 弁理士 三澤 正義

審 査 官 立 川 功

㉓ 参 考 文 献 特開 昭60-189203 (J P, A)

特開 昭61-59806 (J P, A)

特開 昭60-158341 (J P, A)

実開 昭60-147409 (J P, U)

実開 昭62-26006 (J P, U)

実開 昭61-197548 (J P, U)

1

㉔ 特許請求の範囲

1 プローブヘッドの内側に配置された被検体撮影部位からMR信号を検出して画像情報を得る磁気共鳴イメージング装置において、前記プローブヘッドを前記撮影部位に巻き付け可能に板状の可撓性材料により構成し、かつ、被検体の胸部に巻き付けた状態で左右に腕を通し得る一對の穴を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

発明の詳細な説明

〔発明の技術分野〕

本発明は磁気共鳴 (MR: Magnetic Resonance) 以下「MR」と称する) 現象を用いて被検体の特定断面における特定原子核スピンの密度分布に基づく情報をいわゆるコンピュータ断層法 (CT: Computed Tomography) によりCT像 (Computed Tomogram) として画像化 (Imaging) するMRI装置などと呼ばれる磁気共鳴イメージング装置に関するものである。

〔発明の技術的背景〕

例えば診断用MRI装置では、被検体の特定位置における断層像を得るために、第8図に示すように被検体Pに対して図示Z軸方向に沿う非常に

2

均一な静磁場H<sub>0</sub>を作用させ、さらに一對の傾斜磁場コイル1A、1Bにより上記静磁場H<sub>0</sub>に線型磁場勾配G<sub>z</sub>を付加する。静磁場H<sub>0</sub>に対して特定原子核は次式で示される角周波数ω<sub>0</sub>で共鳴する。

$$\omega_0 = \gamma H_0 \quad \dots\dots(1)$$

この(1)式においてγは磁気回転比であり、原子核の種類に固有のものである。そこでさらに、特定の原子核のみ共鳴させる角周波数ω<sub>0</sub>の回転磁場H<sub>1</sub>をプローブヘッド内に設けられた一對の送信コイル2A、2Bを介して被検体Pに作用させる。このようにすると、上記線型磁場勾配G<sub>z</sub>によりZ軸方向について選択設定される図示x-y平面部分についてのみ選択的に作用し、断層像を得る特定のスライス部分S (平面状の部分であるが現実にはある厚みを持つ) のみにMR現象が生ずる。このMR現象は上記プローブヘッド内に設けられた一對の受信コイル3A、3Bを介して自由誘導減衰 (FID: Free Induction Decay) 信号 (以下「FID信号」と称する) として観測され、この信号をフーリエ変換することにより、特定原子核スピンの回転周波数について単一のスペクトルが得られる。断層像をCT像として得るた

めには、スライス部分Sのx-y平面内の多方向についての投影像が必要である。そのため、スライス部分Sを励起してMR現象を生じさせた後、第9図に示すように磁場H<sub>0</sub>にx'軸方向(x軸より角度θ回転した座標系)に直線的な傾斜を持つ線型磁場勾配G<sub>xy</sub>を(図示していないコイル等により)作用させると、被検体Pのスライス部分Sにおける等磁場線Eは直線となり、この等磁場線E上の特定原子核スピンの回転周波数は上記(1)式であらわされる。ここで説明の便宜上等磁場線EをE<sub>1</sub>~E<sub>n</sub>とし、これら各等磁場線E<sub>1</sub>~E<sub>n</sub>上の磁場により一種のFID信号である信号D<sub>1</sub>~D<sub>n</sub>をそれぞれ生ずると考える。信号D<sub>1</sub>~D<sub>n</sub>の振幅はそれぞれスライス部分Sを貫く等磁場線E<sub>1</sub>~E<sub>n</sub>上の特定原子各スピン密度に比例することになる。ところが、実際に観測されFID信号は信号D<sub>1</sub>~D<sub>n</sub>をすべて加え合わせた合成FID信号となる。そこで、この合成FID信号をフーリエ変換することによつて、スライス部分Sのx'軸への投影情報(一次元像)PDを得る。このx'軸をx-y平面内で回転させ(この磁場勾配G<sub>xy</sub>の回転は例えば2対の傾斜磁場コイルにx、y方向についての磁場勾配G<sub>x</sub>、G<sub>y</sub>の合成磁場として磁場勾配G<sub>xy</sub>を作り、上記磁場勾配G<sub>x</sub>、G<sub>y</sub>の合成比を変化させることによつて行う)ることにより、上述と同様にしてx-y平面内の各方向への投影情報が得られ、これらの情報に基づいてCT像を合成することができる。

#### 【背景技術の問題点】

ところで、この種のMR影像装置においてプローブヘッドは、静磁場、傾斜磁場発生用のコイルの内部に配置され、一種のコイル(送受コイルに相当する)が被検体の周囲を取囲んでいる。そして、プローブヘッドは、MR現象を生じさせる高周波電磁波を作ること及び微弱なMR信号を検出するために、被検体にできるだけ密着させた方が効率が良いので、通常、全身用と頭部用とが用意され、診断部位に応じてそれぞれ使い分けられる。

例えば、全身用のプローブヘッドは、第10図の符号4に示すように、円筒形状を成しており、第11図に示すように、被検体Pの腹部及び胸部がプローブヘッド4の内部に配置される。

しかしながら、上記の場合、診断に際し、寝台

に横になった被検体Pと、上記プローブヘッド4との間に広い間隙を生じ、微弱なMR信号を効率良く検出することは容易でなかった。

#### 【発明の目的】

5 本発明は上記事情に基づいてなされたものであり、その目的とするところは、微弱なMR信号を効率良く検出することが容易である胸部用のプローブヘッドを備え、診断能に優れた胸部の画像が得られる磁気共鳴イメージング装置を提供することにある。

#### 【発明の概要】

上記目的を達成するための本発明の概要は、プローブヘッドの内側に配置された被検体撮影部位からMR信号を検出して画像情報を得る磁気共鳴イメージング装置において、前記プローブヘッドを前記撮影部位に巻き付け可能に板状の可撓性材料により構成し、かつ、被検体の胸部に巻き付けた状態で左右に腕を通し得る一対の穴を備えたことを特徴とするものである。

#### 【発明の実施例】

以下、実施例により本発明を具体的に説明する。

第1図は本発明装置に用いられるプローブヘッドの一実施例斜視図であり、このプローブヘッド10は全体が横長の四辺形板状を成し、左右対称の角穴10A、10Bが形成され、中央部からケーブル15が延びて、その先端に信号取出し用コネクタ14が取付けられている。そして全体が可撓性を有するように構成されている。

第2図は前記プローブヘッド10の詳細構成例を示すものである。11は所定の平面積(例えば被検体たる患者の胴体を覆うことのできる広さ)を有する可撓性材料(例えば塩化ビニール、ポリプロピレン)からなる薄い(例えば1mm以下、好ましくは0.1mm)の基板であり、中間部11Aを挟んで左右対称に所定の大きさ(例えば患者の腕が出入可能な大きさ)を持つ角穴10A、10Bが設けられている。この可撓性基板11は誘電体損失の少ない材質とすることが好ましい。尚、穴の形状は角に限らず、丸でもよい。

12はコイルであり、例えば厚さ100μm程度の薄い銅板からなり、前記角穴10A、10Bの周囲及び中間領域11Aで折曲されて無端状に連結され、平面形状が凹字状となるように配置さ

れ、両面テープや接着剤等を介して前記基板 11 上に取付けられている。又、前記中間領域 11 A のコイル折曲部を挟む位置には回路取付部 11 B が設けられており、そこには出力回路及び調整回路 13 が上下コイルにそれぞれ接続されるように取付けられ、更にケーブル 15 及びそのケーブル先端にコネクタ 14 が取付けられている。上記出力回路及び調整回路 13 は、コイルからの信号を受信すると共に磁場強度に合せた使用周波数で共振条件を調整するためのものであり、調整用コンデンサが含まれており、このコンデンサの容量を変化させることにより調整が行えるようになっている。このコネクタ 14 は外部回路に接続され、信号取出し用及び電源供給用として用いられる。

上記構成の要素のうちケーブル 15 とコネクタ 14 が露出するようにして他の要素を布製の被覆部材で覆うようにしている。この結果、このプローブヘッド 10 は全体として可撓性を有するものとなり、後述の如く患者に取付け易い用になっている。また、表面を布で覆うことにより、患者に不快感を与えないという利点もある。

第 3 図 a, b は前記プローブヘッド 10 を使用する場合に用いられる位置決め部材 16 の一例を示す斜視図及び平面図である。これは一部に切欠部 16 C が設けられた合成樹脂製の U 字状筒からなり、展開した状態で前記プローブヘッド 10 の角穴 10 A, 10 B と同等な大きさの角穴 16 A, 16 B が設けられている。この様な位置決め部材を患者の体格に対応できるように複数用意しておくことが好ましい。

次に前記構成のプローブヘッドの使用例について説明する。

先ず、第 4 図に示すように、前記プローブヘッド 10 を MRI 装置の天板 17 に適宜方法で取付ける。このとき、プローブヘッド 10 の中間領域が天板 17 面に位置し、左右の角穴 10 A, 10 B が天板 17 の長手方向に交差する方向に延在するように配置する。そして、患者 P の診断部位（例えば胸部）を天板及びプローブヘッド 10 の中間領域を介して載置されるように位置決めする。

その後、第 4 図の矢印で示すようにプローブヘッド 10 の両端を撓ませて患者 P を包み込むようにし、最終的には第 5 図に示すように、患者 P の

両腕を角穴 10 A, 10 B から突出させた状態でプローブヘッドの両端を突き合せ、その突き合せ部分を例えば予め取付けておいたマジックフアスナー 18, 18 等によつて保持しておくようにする。この場合、患者の大きさによつてはプローブヘッド 10 と患者 P との間に余裕が生じて好ましくない場合が生ずるので、かかる場合には、前記第 3 図に示した位置決め部材 16 を用いて患者 P の胴体を覆う様にした後、前述同様にプローブヘッド 10 の両端を撓ませて突き合せるようにすると好都合である。

ここで、前記コイルの位置と患者との関係について説明する。第 6 図は前記プローブヘッド 10 が患者 P を覆ったときのコイル位置を示すものであり、患者 P の中心 M を基準として上方に位置するコイル両端 12 A, 12 B の成す角度及び下方に位置するコイル 12 C, 12 D との成す角度がそれぞれ 60° となる様に配置されているときが最も同調効率が良いとされているので、前記第 2 図に示したコイル 12 の配置及び第 3 図に示した位置決め部材の形状をこの目的に沿うように設定するのが好ましい。

本発明は前記実施例に限定されず、種々の変形が可能である。例えば第 7 図 a に示す如く、角穴を設けないプローブヘッド 20 を天板 17 に取付け、同図 b の如く患者 P を載置した状態で同じく角穴を設けない位置決め部材 26 を患者 P の胴体に被せ、その後同図 c に示すようにプローブヘッド 20 の両端を上方で突き合せるようにしてもよい。この場合もコイル位置は前記実施例の場合と同等にしておく。

尚、前記実施例は患部として患者の胴体部を対象としたが、これに限らず頭部であつても、又脚部であつてもよく、これに合せた大きさのものを用意することによつてその目的を達成できる。

#### 〔発明の効果〕

以上詳述したように本発明によれば、当該装置に用いられるプローブヘッドは可撓性を有するので、被検体が天板に寝る際に邪魔にならず取扱上便利であり、また、プローブヘッドは被検体の胸部に巻き付けた状態で左右に腕を通し得る一対の穴を備えた胸部用であるため、取付け時には密着性が良いので微弱な MR 信号でも効率良く検出することが容易となり、従つて、診断能に優れた

胸部の画像をえることのできる磁気共鳴イメージング装置を提供することができる。

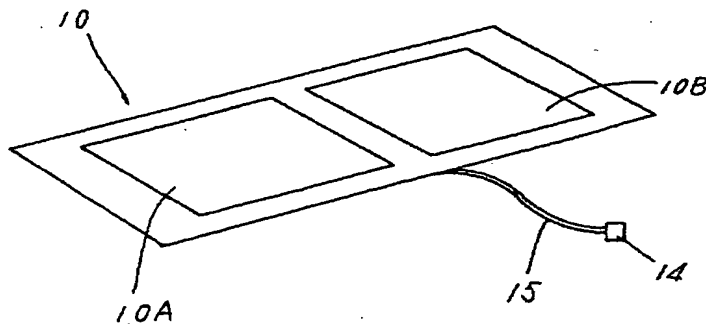
#### 図面の簡単な説明

第1図は本発明装置に用いられるプローブヘッドの一実施例斜視図、第2図はその構造説明のための平面図、第3図a, bはこのプローブヘッド使用時に用いられる位置決め部材の斜視図及び平面図、第4図及び第5図はそれぞれ前記プローブヘッドの使用例を示すための概略斜視図、第6図はプローブヘッドのコイル取付位置の説明図、第10

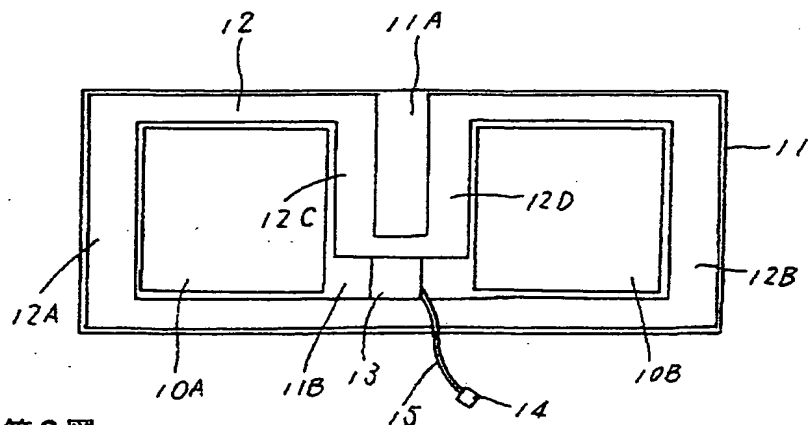
7図a, b, cはそれぞれ他の実施例による使用例を説明するための概略斜視図、第8図はMRIの原理的構成を示す説明図、第9図は磁気共鳴現象により投影情報を得る原理図、第10図は従来装置におけるプローブヘッドを示す斜視図、第11図は第10図に示すプローブヘッドと被検体との関係を示す説明図である。

10, 20……プローブヘッド、11……基板、12……コイル、16……位置決め部材。

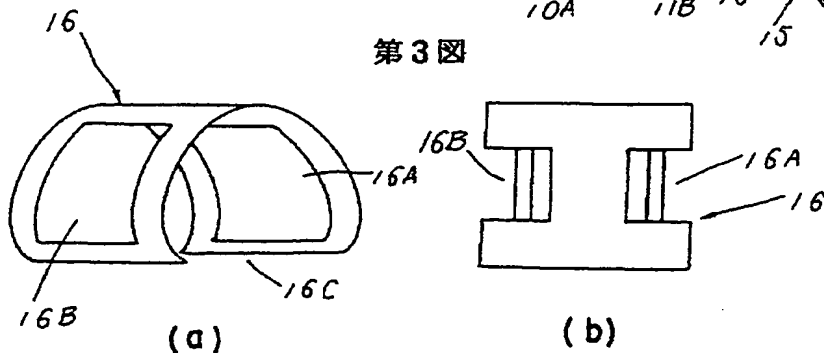
第1図



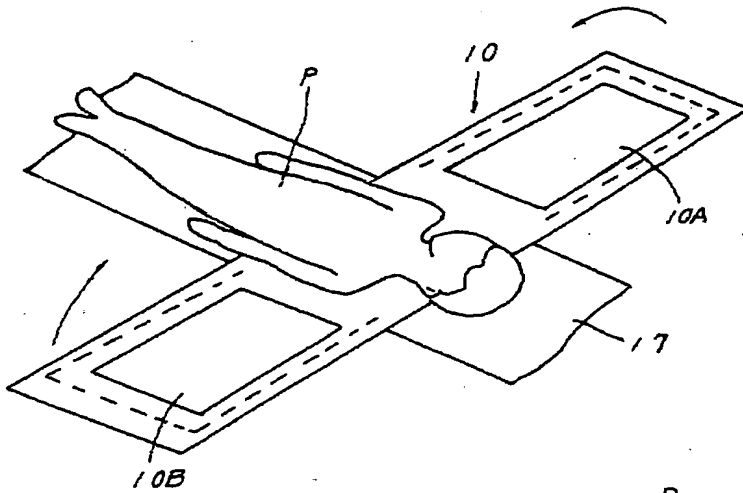
第2図



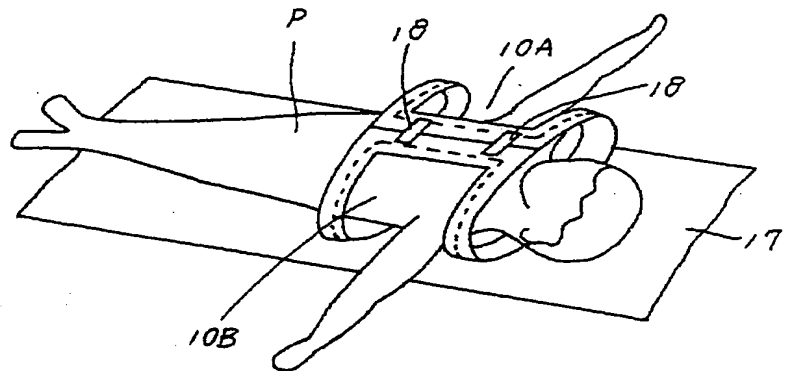
第3図



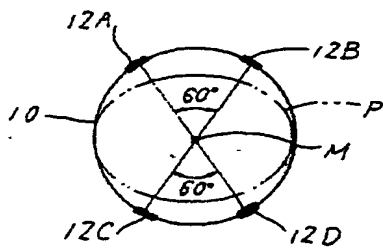
第4図



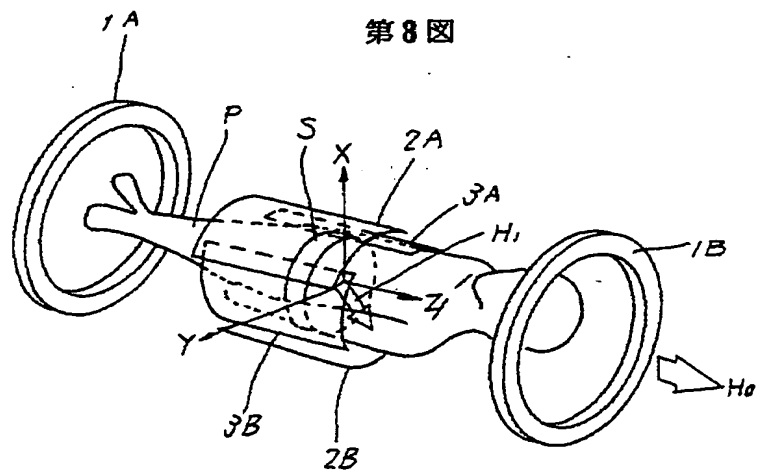
第5図



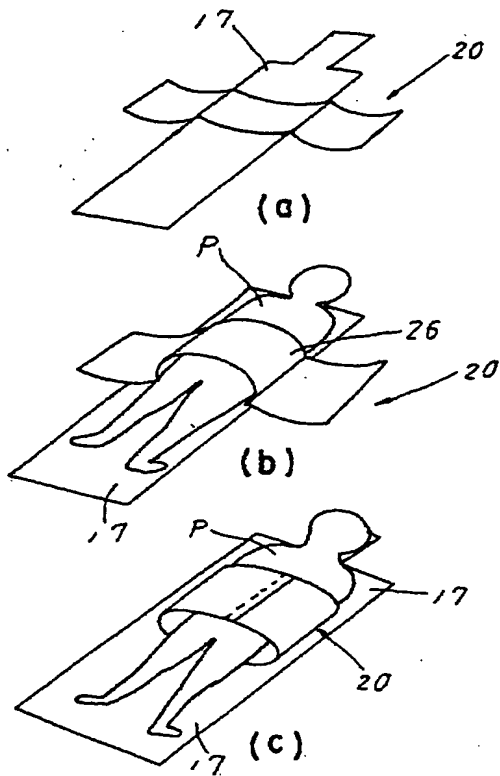
第6図



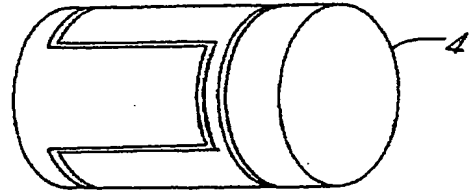
第8図



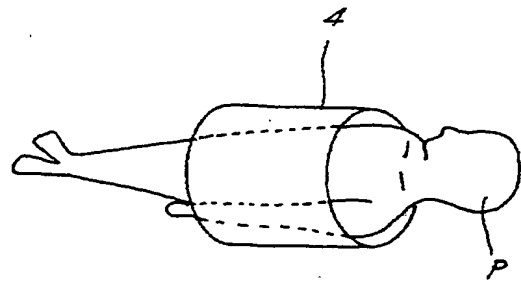
第7図



第10図



第11図



第9図

